

УДК 535.2:616-71

Д. В. Бондарєв, студент гр. ПБ-82мн  
КПІ ім. Ігоря Сікорського

## СИСТЕМА ЕТАЛОННИХ ВИМІРЮВАНЬ БІОМЕДИЧНОГО ФОТОМЕТРУ

**Анотація** У даній роботі розглядається залежність розсіювання від товщини оптично мутного тіла при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. У якості зразка обрано безбарвну поліетиленову плівку товщиною 0,1 мм. Використано лазерний діод з довжиною хвилі 650 нм та потужністю 5 мВт та фотометричну систему. Наведено вигляд системи та принцип її роботи. Описано залежності яскравості розсіяного світла за отриманими результатами.

**Ключові слова:** еліпсоїдальний рефлектор, фотометрія, лазер, оптично мутне середовище

### ВСТУП

Сьогодні найбільш поширеними методами для проведення діагностики людського організму є ультразвукова діагностика, магнітно-резонансна томографія та комп'ютерна томографія. Ці методи хоч і надають необхідну інформацію про стан організму, але водночас завдають шкоди. Тому широкої популярності набирає оптична діагностика.

Для масового використання фотометричних діагностичних приладів необхідно мати базу даних з результатами дослідів різних біологічних тканин. Для цього перш за все потрібно створити систему еталонних вимірювань.

Одними з основних показників біологічної тканини при взаємодії зі світловим випромінюванням є коефіцієнти заломлення та пропускання. Для визначення коефіцієнта дифузного відбивання потрібно реєструвати суму всіх світлових потоків, які розповсюджуються після відбивання за всіма напрямками в межах тілесного кута  $2\pi$ . [1] Найчастіше дану умову виконують за допомогою використання інтегруючої сфери або системи дзеркал. У нашому випадку ми будемо використовувати еліпсоїдні рефлектори.

### МЕТА РОБОТИ

Метою роботи є підвищення точності визначення показників розсіювання для фотометрії біологічних тканин, за допомогою використання еліпсоїдного рефлектора.

### МАТЕРІАЛИ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

На рис. 1 зображена система для отримання еталонних вимірювань біомедичного фотометру за допомогою дослідження відбитого та пропущеного лазерного випромінювання еліпсоїдальними рефлекторами.

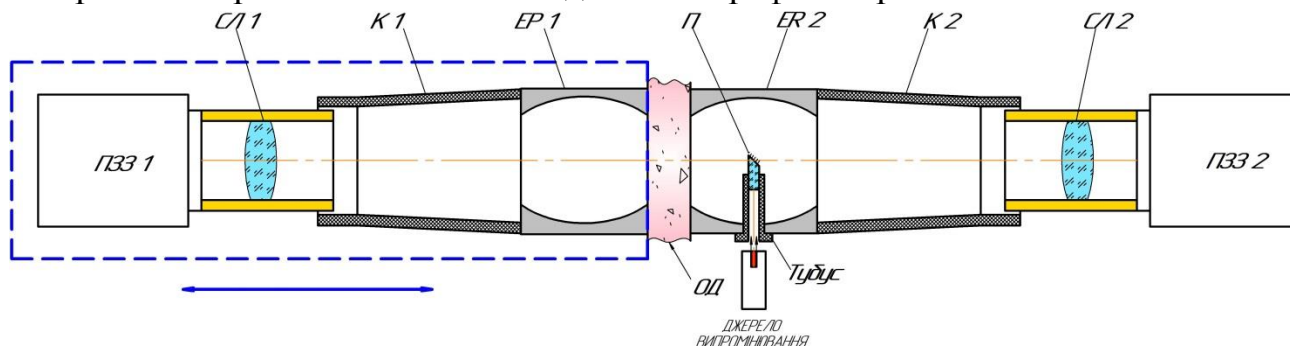


Рисунок 1. Схема досліджувачої системи

Вона складається з двох фотокамер на основі ПЗЗ матриць (ПЗЗ 1, ПЗЗ 2) та системи лінз (СЛ 1, СЛ 2), лазерного джерела випромінювання довжиною хвилі  $\lambda=650$  нм з максимальною вихідною потужністю  $P_B=5$  мВт.; джерела живлення – 5 В; 0,9 А (USB3.0). Установка має систему еліпсоїдальних рефлекторів [2] (ЕР 1, ЕР 2), та конусів (К 1, К 2).

Лазерне випромінювання проходить через тубус та призму (П) потрапляє на зразок який досліджується, в результаті світло розсіюється. Для точної реєстрації розсіяного випромінювання використовуємо еліпсоїди обертання [3-4]. За допомогою камер які під'єднані до ноутбуку з програмним забезпеченням ми робимо одночасно знімки пройденого та заломленого розсіяного світла.

Приклади отриманих фотометричних знімків наведені на рис. 2 та 3. В ролі досліджуваного об'єкту виступає прозора безбарвна поліетиленова плівка. Вона як і біологічні тканини є оптично мутним середовищем. Тому може використовуватися для отримання базових характеристик взаємодії оптично мутного середовища зі світлом.

Дослідження проводилися для отримання показників розсіювання в залежності від товщини зразка. В нашому випадку ми маємо результати від 0,1 мм до 10 мм.

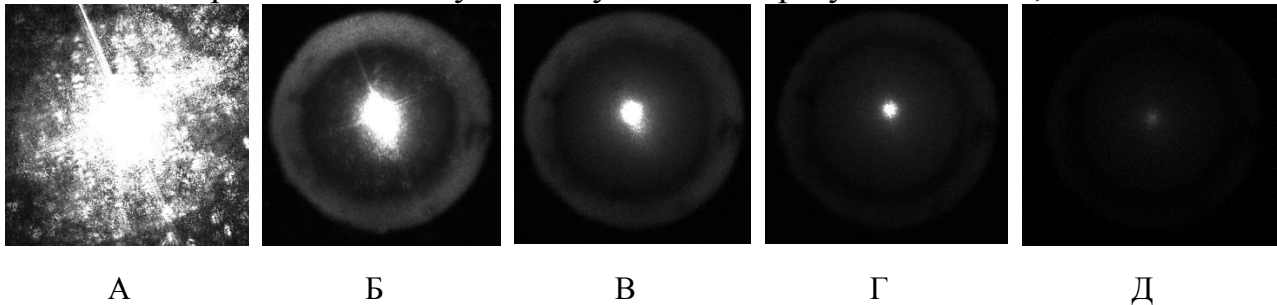


Рисунок 2. Фотометричні знімки на пропускання: А) 0,1 мм, Б) 2,5 мм, В) 5мм, Г) 7,5 мм Д) 10 мм

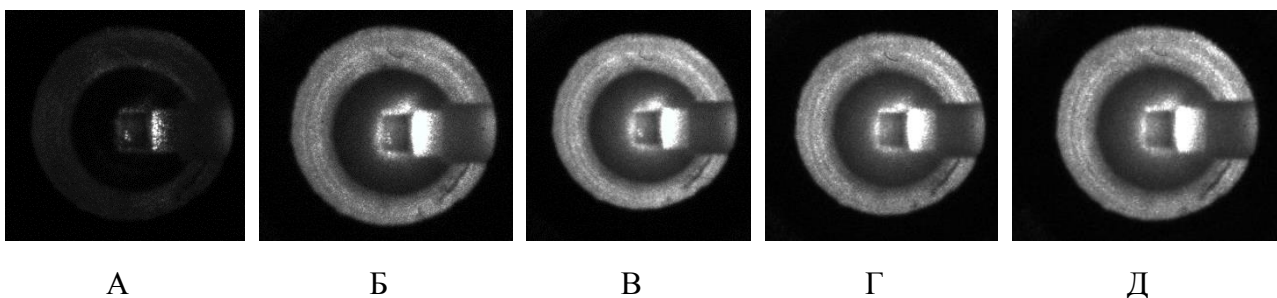


Рисунок 3. Фотометричні знімки на відбивання: А) 0,1 мм, Б) 2,5 мм, В) 5мм, Г) 7,5 мм Д) 10 мм

З рис. 2 А помітно що використання даного джерела світла призвело до засвічування камери при малих товщинах. Розглядаючи інші фотометричні знімки помітно, що яскравість на рис 2 змінюється більш помітно ніж на рис. 3 при зміні товщини зразка.

Для якісної обробки знімків використовуємо зонний аналіз. Основним критерієм оцінки буде яскравість. Результати обрахунків та їх характеристики наведені на рис. 4.

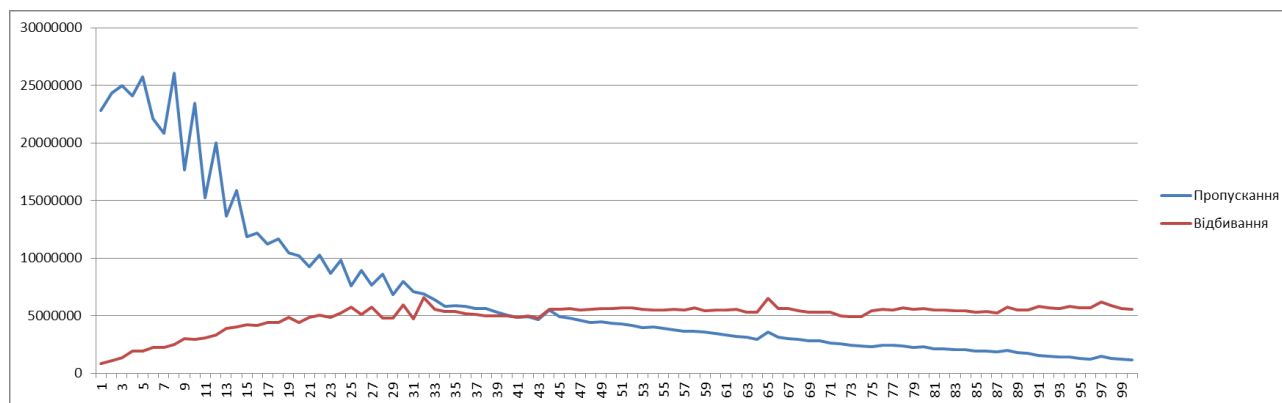


Рисунок 4. Залежність яскравості від товщини зразка

Розглянувши графіки слід звернути увагу на наступні моменти: сумарна яскравість при пропусканні та відбиванні не є сталою, значення яскравості при пропусканні та відбиванні є близьким за товщини зразка від 4 мм до 4,2 мм.

## ВИСНОВОК

Дане дослідження надає нам побачити базові характеристики взаємодії когерентного випромінювання з оптично мутним середовищем. Залежність яскравості від товщини об'єкта не лінійна. Яскравість при пропусканні має більш стрімке падіння при збільшенні товщини до 3 мм а при подальшому потовщенні графік набуває більш пологого вигляду. Водночас яскравість відбитого світла збільшується менш стрімко та при збільшенні товщини зразка від 4,5 мм збільшення яскравості є незначним. Для більш точних показників необхідно провести дослідження використовуючи джерела когерентного випромінювання з іншими частотами та різною потужністю.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1]Топорец А. С. Оптика шероховатой поверхности / Арккадий Сергеевич Топорец. – Ленинград: Машиностроение, 1988. – 191 с.
- [2]М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and A.I. Nagorny, «Control of optical clearing of biological tissue by ellipsoidal reflectors method», Microsystems. Electronics and Acoustics, vol.24, no.2, pp. 6 – 13, 2019.
- [3]М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and D.V. Horban, «Determination the tissue anisotropy factor during the photometry by ellipsoidal reflectors», KPI Science News, no. 4, pp. 1 – 9, 2019.
- [4]М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, «Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method», Devices and Methods of Measurements, vol.10, no. 2, pp. 160 – 168, 2019.

*Наук. керівник – к.т.н., доцент, Безуглий М.О.*